

PCT

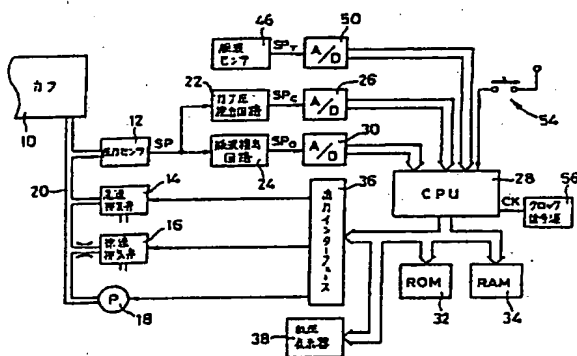
世界知的所有権機関
国際事務局

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 ⁴ A61B 5/02	A1	(11) 国際公開番号 WO 88/ 04910 (43) 国際公開日 1988年7月14日 (14.07.88)
(21) 国際出願番号 PCT/JP87/01033 (22) 国際出願日 1987年12月25日 (25. 12. 87) (31) 優先権主張番号 特願昭61-311589 (32) 優先日 1986年12月25日 (25. 12. 86) (33) 優先権主張国 JP (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 株式会社 日本コーリン (NIPPON COLIN CO., LTD.) (JP/JP) 〒485 愛知県小牧市中1200番地4 Aichi, (JP) (72) 発明者: および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 横村正弘 (YEMURA, Masahiro) (JP/JP) 〒485 愛知県小牧市大字北外山入鹿新田287番地の1 Aichi, (JP) 津田秀一 (TSUDA, Hideichi) (JP/JP) 〒487 愛知県春日井市藤山台4丁目1番地の1 Aichi, (JP) 横江一二三 (YOKOE, Hifumi) (JP/JP) 〒451 愛知県名古屋市中区城北町二丁目40番地 Aichi, (JP) (74) 代理人 弁理士 池田治幸, 外 (IKEDA, Haruyuki et al.) 〒450 愛知県名古屋市中村区名駅三丁目14番16号 東洋ビル 加和国際特許事務所 Aichi, (JP)		(81) 指定国 CH (欧州特許), DE (欧州特許), FR (欧州特許), GB (欧州特許), IT (欧州特許), JP, NL (欧州特許), SE (欧州特許), US. 添付公開書類 国際調査報告書

(54) Title: BLOOD PRESSURE MONITORING SYSTEM

(54) 発明の名称 血圧モニタ装置



- 10 ... cuff
 12 ... pressure sensor
 14 ... quick exhaust valve
 16 ... slow exhaust valve
 46 ... pulse wave sensor
 22 ... cuff pressure detecting circuit
 24 ... pulse wave detecting circuit
 36 ... output interface
 38 ... blood pressure display unit
 56 ... source of clock signals

(57) Abstract

In a system of monitoring the blood pressure of a living body for an extended period of time, it is desired to alleviate the pain caused by pressure on the living body. The invention comprises a pulse wave detecting means for detecting pulse waves from the artery of a living body, a blood pressure measuring means for measuring the actual blood pressure of the living body, and a control means which finds a relationship between the pulse waves detected by said pulse wave detecting means and the actual blood pressure measured by the blood pressure measuring means, which determines the blood pressure based on the pulse waves and which continuously displays it on a display unit. From the relationship between the actual blood pressure found by the control means and the pulse waves, therefore, the blood pressure is determined on the basis of the pulse waves and is continuously displayed. Therefore, the blood pressure need not be continuously measured using a cuff, and the pain from which the living body suffers is greatly alleviated.

(57) 要約

生体の血圧値を長時間にわたって監視する形式の血圧モニタ装置においては、生体に対する圧迫による苦痛を軽減することが望ましい。本発明は、生体の動脈から脈波を検出する脈波検出手段と、その生体の実際の血圧値を測定する血圧測定手段と、前記脈波検出手段により検出された脈波と前記血圧測定手段により測定された実際の血圧値との関係を求め、その関係から前記脈波に基づいて血圧値を決定し且つ表示器にて連続的に表示させる制御手段とを含んで構成されている。したがって、制御手段により求められた実際の血圧値と脈波との関係からその脈波に基づいて血圧値が決定且つ連続的に表示されるのであるから、カフなどを用いた実際の血圧測定を連続的に行う必要はなく、生体に対して与える苦痛が大幅に軽減されるのである。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AT	オーストリア	FR	フランス	MR	モーリタニア
AU	オーストラリア	GA	ガボン	MW	マラウイ
BB	オバルバドス	GB	イギリス	NL	オランダ
BE	ベルギー	HU	ハンガリー	NO	ノルウェー
BG	ブルガリア	IT	イタリア	RO	ルーマニア
BJ	ベナン	JP	日本	SD	スーダン
BR	ブラジル	KR	朝鮮民主主義人民共和国	SE	スウェーデン
CF	中央アフリカ共和国	LI	リヒテンシュタイン	SN	セネガル
CG	コンゴ	LU	ルクセンブルグ	SU	ソビエト連邦
CH	スイス	MC	モナコ	TD	チャド
CM	カメルーン	MG	マダガスカル	TC	トーチ
DE	ドイツ	NL	マリ	US	米国
DK	デンマーク				
FI	フィンランド				

明 細

発明の名称

血圧モニタ装置

技術分野

- 5 本発明は、生体の一部を圧迫した際に発生する脈波に基づいて決定した血圧を連続的に監視する血圧モニタ装置に関するものである。

背景技術

- 1 0 一般に、血圧測定に際しては、生体の一部をカフなどにより圧迫することにより、生体の心拍に同期して発生するカフの圧力振動波（脈波）を検出し、その圧力振動波の大きさの変化に基づいて血圧値を決定することが行われている。

- 1 5 しかしながら、このような方法を手術後の患者など長時間にわたって連続的な血圧の監視が必要な生体に対して用いる場合には、生体の一部が長時間にわたって連続的に圧迫されることとなり、生体に対してかなりの苦痛を与えてしまう。

発明の開示

- 2 0 本発明は、以上の事情を背景として為されたものであり、その要旨とするところは、生体の血圧値を監視するためにその血圧値を連続的に表示器に表示させる形式の血圧モニタ装置であって、(a)前記生体の動脈から脈波を検出する脈波検出手段と、(b)前記生体の実際の血圧値を測定する血圧測定手段と、(c)前記脈波検出
- 2 5

手段により検出された脈波と前記血圧測定手段により測定された実際の血圧値との関係を求め、その関係から前記脈波に基づいて血圧値を決定して前記表示器に連続的に表示させる制御手段とを、含むことにある。

5 このようにすれば、第1図のクレーム対応図に示すように、血圧測定手段によって実際の血圧値が検出されると同時に、検出された実際の血圧値と脈波検出手段により動脈から連続的に検出される脈波との関係が制御手段によって求められ、その関係から前記脈波に基づいて血圧値の変化が表示器に連続的に表示される。

1 0 したがって、本発明によれば、実際の血圧値を連続的に測定する必要がなく、長時間にわたって生体の血圧値を連続的にモニタする場合であっても、血圧値を決定するために生体の一部が連続的に圧迫されることがないので、生体の血液循環が阻害されることが防止されるとともに、生体に対して与える苦痛が大幅に軽減される。

1 5 また、本発明の脈波検出手段により動脈の脈波が採取されるので、脈波に対する呼吸の影響が殆どなく、2 0 正確に血圧値をモニタすることができる。脈波検出手段として腕に巻回したカフの圧力振動を脈波として検出することも考えられるが、このような場合には、動脈および静脈の容積変化に対応した脈波を観測することになり、その容積変化は呼吸に影響を受け易いので
2 5 ある。

図面の簡単な説明

- 第1図は本発明のクレーム対応図である。第2図は本発明の一実施例の構成を説明するブロック線図である。第3図は第2図の実施例における表示器に表示される血圧値のトレンドの一例を示す図である。第4図は第2図の脈波センサが生体の一部に押圧された状態を示す図である。第5図は第2図の実施例の作動を説明するフローチャートである。第6図は第1図の実施例において連続的に検出される脈波の一例を示す図である。第7図は本発明の他の実施例のフローチャートの要部を説明する図である。第8図は桡骨脈波の切痕位置、或いは心臓拡張期に対応する部分を説明する図である。第9図は本発明の他の実施例の脈波センサ周辺を示す縦断面図である。第10図は第9図の装置に設けられている複数の圧力センサを説明するための一部を切り欠いた斜視図である。第11図は第9図の装置の作動の一部を説明するフローチャートである。第12図は動脈と直角な方向における各圧力センサから出力された脈波信号の振幅を示すグラフで、押圧力が異なる3つの場合(a), (b), (c)をそれぞれ比較して示したものである。第13図は動脈と直角な方向における各圧力センサから出力された脈波信号の最大ピーク値を示すグラフで、押圧力が異なる3つの場合を比較して示したものである。
- 5
- 10
- 15
- 20
- 25

以下に、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

第2図は、本実施例の血圧モニタ装置の構成を説明する図であり、図において、被測定者である生体の上腕部などに巻回されてそれを圧迫するゴム袋状のカフ10には、圧力センサ12、急速排気弁14、徐速排気弁16、圧力供給源である電動ポンプ18が配管20を介してそれぞれ接続されている。圧力センサ12はカフ10内の圧力を検出するものであり、カフ圧検出回路22および脈波検出回路24へ圧力信号SPを供給する。カフ圧検出回路22は圧力信号SP中からカフ10内の静圧を弁別するためのローパスフィルタを備え、カフ10内の静圧（カフ圧） P_c を表すカフ圧信号 SP_c をA/D変換器26を介してCPU28へ供給する。脈波検出回路24は圧力信号SP中からカフ10内の動圧、すなわち脈拍に同期して発生する圧力振動成分（脈波）を弁別するためのバンドパスフィルタを備え、その圧力振動を表す脈波信号 SP_p をA/D変換器30を介してCPU28へ供給する。

CPU28は、RAM34の記憶機能を利用しつつROM32に予め記憶されたプログラムに従って入力信号を処理し、前記急速排気弁14、徐速排気弁16、および電動ポンプ18へ出力インターフェース36を介して駆動信号を出力するとともに、血圧表示器38に血圧値を表示させる。血圧表示器38は、CPU2

8 から供給された表示信号に従って第 3 図に示すように横軸 4 0 および縦軸 4 2 がそれぞれ時間および血圧 (mm Hg) を表す二次元図表が設けられたブラウン管上に、上端 A および下端 B がそれぞれ最高血圧値および最低血圧値を表すバーグラフ 4 4 を逐次連続的に表示するようになっている。

また、CPU 2 8 には、脈波センサ 4 6 が配線 4 8 および A/D 変換器 5 0 を介して接続されている。脈波センサ 4 6 は第 4 図に示すように、その両端部に図示しない一対のファスナを設けたバンド 5 2 に取り付けられており、脈波を採取し易い場所である生体の手首近傍の橈骨の上に配置されるとともにバンド 5 2 を生体の手首に巻回して前記ファスナを互いに密着させることにより、橈骨上に位置する動脈に対してたとえば 2 0 mm Hg 程度以下の比較的低い一定の圧力で局部的に押圧されるようになっている。すなわち、脈波センサ 4 6 は橈骨上の動脈から脈波を検出し、その脈波を表す脈波信号 S P_r を A/D 変換器 5 0 を介して CPU 2 8 に供給する。上記脈波センサ 4 6 は、動脈の脈動を電気信号に変換するための半導体歪センサや圧電素子などが用いられる。なお、CPU 2 8 には起動停止スイッチ 5 4 の押圧操作によって起動停止信号が供給され、起動停止スイッチ 5 4 の押圧操作毎に装置が起動または停止させられるようになっている。また、CPU 2 8 にはクロック信号源 5 6 から所定周波数の

パルス信号CKが供給されている。

以下、本実施例の作動を第5図のフローチャートに従って説明する。

5 先ず、図示しない電源スイッチが投入されるとステップS1が実行され、起動停止スイッチ54が押圧操作されたか否か、すなわち起動停止信号がCPU28に供給されているか否かが判断される。カフ10が生体の上腕部などに巻回された後起動停止スイッチ54が押圧操作されると、次にステップS2が実行されて
10 タイマの計数内容Tが零にリセットされ、その後再びクロック信号源56から供給されるパルス信号CKの計数を開始する。続いてステップS3が実行され、急速排気弁14および徐速排気弁16が閉じられるとともに電動ポンプ18が作動させられる。これによりカフ圧P_cが上昇し、ステップS4においてそのカフ圧P_cが予め定められた最高圧力P₁に達したか否かが判断される。この最高圧力P₁は予想される生体の最高血圧値よりも高い圧力で、たとえば180 mmHg程度に設定されており、カフ圧P_cが最高圧力P₁に達すると、続いてステップS5が実行される。

15 ステップS5においては、電動ポンプ18が停止させられるとともに徐速排気弁16が開放され、カフ10内の空気が徐々に排気されてカフ圧P_cがゆっくりと降下させられる。そして、このような状態において、
20 本実施例の血圧測定手段に対応するステップS6の血

5 圧測定ルーチンが実行され、脈波信号 SP_0 が表すカフ 10 の圧力振動である脈波の大きさの変化に基づいて、カフ圧 P_c から最高血圧値 H (mmHg) および最低血圧値 L (mmHg) が決定されるとともに、それらの血圧値 H および L が RAM 34 に記憶される。

ステップ S6 が終了すると、直ちにステップ S7 が実行されることにより急速排気弁 14 が開かれてカフ 10 内が急速に排気されるとともに、ステップ S8 以下が実行されて、第 6 図に示されているように一連の脈波 $MK1, MK2, \dots$ が順次読み込まれて、それらの大きさに基づいて最高血圧値 SYS および最低血圧値 DIA が連続的に測定される。

すなわち、先ずステップ S8 においては、脈波センサ 46 から供給される脈波信号 SP_r に基づいて 1 個の脈波が検出されたか否かが判断され、最初の脈波 $MK1$ が検出されるとその脈波 $MK1$ が読み込まれるのに続いてステップ S9 が実行され、読み込まれた脈波 $MK1$ からその最高値 M_1 (mmHg) および最低値 m_1 (mmHg) が決定される。続いてステップ S10 が実行され、脈波の最高値 M_{max} (mmHg) および最低値 M_{min} (mmHg) に基づいてそれぞれ最高血圧値 SYS および最低血圧値 DIA を求めるための対応関係式：

$$SYS = K_{max} \cdot M_{max} \quad \dots (1)$$

$$DIA = K_{min} \cdot M_{min} \quad \dots (2)$$

25 の定数 K_{max} および K_{min} が既に決定されているか否

かが判断される。定数 K_{max} および K_{min} が既に決定されている場合にはステップS 1 1 が実行されるが、最初の脈波MK 1 が読み込まれた段階においては定数 K_{max} および K_{min} は未だ決定されていないため、次にステップS 1 2 が実行される。

ステップS 1 2 においては、前記ステップS 6 においてRAM 3 4 に記憶された最高血圧値H および最低血圧値L と、前記ステップS 9 において決定された脈波MK 1 の最高値 M_1 および最低値 m_1 とから、定数 K_{max} および K_{min} をそれぞれ次式(3)および(4)のように決定する。これにより、撓骨脈波と上腕血圧値H およびL との関係が求められるのである。

$$K_{max} = H / M_1 \quad \dots (3)$$

$$K_{min} = L / m_1 \quad \dots (4)$$

次に、ステップS 1 3 が実行されて、前記最高血圧値H および最低血圧値L を表す表示信号が血圧表示器3 8 に供給されて、それら血圧値H およびL を表すバーグラフ4 4 をブラウン管上に表示する。続いてステップS 1 4 が実行され、起動停止スイッチ5 4 が再操作されたか否かが判断される。再操作された場合には作動が終了するが、この段階では未だ充分な血圧値のトレンドが得られていないため、起動停止スイッチ5 4 の再操作は通常為されない。このため、次にステップS 1 5 が実行され、タイマの計数内容T が予め定められた計数内容T。に達したか否かが判断される。こ

- の計数内容T。は上記ステップS 1 2において決定した対応関係を適正化するために、改めて対応関係を決定し直す時間間隔に対応するもので、たとえば5～10分程度に設定される。したがって、計数内容TがT。
- 5 に達した場合にはステップS 2以下が再び実行されることとなるが、血圧測定が為された後最初の脈波MK 1が検出された直後のこの段階では計数内容Tは未だT。に達していないので、ステップS 8以下が実行される。
- 1 0 ステップS 8において前記脈波MK 1に続く脈波MK 2が検出されると、続いてステップS 9が実行され、その脈波MK 2の最高値 M_z (mmHg) および最低値 m_z (mmHg) が決定される。そして、ステップS 1 0においては既に前記ステップS 1 2において定数 K_{max} および K_{min} が決定されているところからその判断が肯定されて、次にステップS 1 1が実行される。ステップS 1 1においては、前記対応関係式(1)および(2)から脈波MK 2の最高値 M_z および最低値 m_z に対応する最高血圧値SYSおよび最低血圧値DIAが求められ、
- 1 5 それらの血圧値をその時の生体の実際の血圧値と推定して、次のステップS 1 3においてブラウン管上に表示する。したがって、ステップS 1 1、ステップS 1 2およびステップS 1 3が本実施例の制御手段に対応する。
- 2 0
- 2 5 以後、ステップS 1 4またはステップS 1 5の判断

5 5 5
が肯定されるまで、ステップS 8乃至ステップS 1 5
の作動が繰り返し実行されて、脈波が検出される毎に、
すなわち動脈の一拍毎にその脈波の最高値および最低
値に基づいて前記対応関係式(1)および(2)から最高血圧
値および最低血圧値が連続的に測定且つ表示される。

1 0 5
そして、タイマの計数内容TがT₀に達してステッ
プS 1 5の判断が肯定されると、ステップS 2以下の
作動が繰り返され、ステップS 6において新たに測定
された実際の最高血圧値H、最低血圧値Lおよびステ
ップS 8において検出される最先部の脈波の最高値、
最低値に基づいて、対応関係式(1)および(2)の定数K_{max}
およびK_{min}が再び求められ、その新しい対応関係式
(1)および(2)から引き続いて検出される脈波の最高値お
よび最低値に基づいて連続的に血圧測定が実行され且
つ測定された血圧値が表示されるのである。

2 0 5
以上のように、本実施例においては、一定の時間間
隔毎に実際の最高血圧値および最低血圧値を測定する
一方、橈骨上において20 mmHg程度以下の低圧で脈波
センサ46が動脈に押圧されることにより脈波が検出
されるとともに、その脈波の最高値および最低値と実
際の最高血圧値および最低血圧値との対応関係が一定
の時間間隔毎に求められて、その対応関係から脈波セ
ンサ46により検出された脈波の大きさに基づいて連
続的に血圧値が測定且つ表示されるのである。したが
って、本実施例によれば、生体の血圧値を連続的に監

視するためには生体の一部を常に圧迫する必要があった従来の装置と比較して、たとえば5～10分程度の一定の時間間隔毎に生体の一部を圧迫して実際の血圧値を測定するだけで良いので、長時間にわたって血圧をモニタする場合であっても生体の血液循環が阻害されることがなく、また生体に与える苦痛が大幅に軽減されるという効果が得られる。

また、本実施例によれば、生体の最高血圧値と最低血圧値とが同時に且つ動脈の一拍毎に連続測定し得るため、密度の高い医学的情報を得ることができるという利点がある。さらに、本実施例によれば、脈波センサ46により橈骨上の動脈の脈波が採取されるので、脈波に対する呼吸の影響が殆どなく、正確に血圧値をモニタすることができるという利点がある。因に、脈波検出手段として生体の上腕部に巻回されたカフを用いて、その圧力振動を脈波として検出することも考えられるが、このような場合には、動脈および静脈の容積変化に対応した脈波を観測することになり、その容積変化は呼吸に影響を受け易いのである。なお、本実施例においては、最高血圧値若しくは最低血圧値のいずれか一方のみを連続測定することも勿論可能であり、或いはそれらの平均値である平均血圧値やその他の血圧値を連続測定するように構成することもできる。

次に、本発明の他の実施例を説明する。なお、以下の実施例において前述の実施例と共通する部分には同

一の符号を付して説明を省略する。

第7図に示すように、ステップS6にて決定される上腕血圧値と撓骨脈波に基づいて決定される血圧値との関係がずれたと思われる状態、たとえば脈波検出部の体動或いは末梢血流抵抗変化などが撓骨脈波から判断された場合には、その関係を求め直すための脈波異常検出手段に対応するステップS16を設けてもよい。

5 脈波検出部の体動が生じて圧力センサ12の押圧条件が変化したり、また末梢血管の収縮或いは拡張などにより末梢血流抵抗が変化すると、上腕血圧値と撓骨脈波に基づいて決定される血圧値との関係がずれるからである。上記ステップS16は、たとえば第5図のステップS9とS10との間に設けられ、撓骨脈波の異常を判断する。このステップS16では、たとえば、

1 0 脈波検出部の体動に関しては、撓骨脈波の振幅、基線（たとえば零ボルト線）から撓骨脈波のピーク値までの大きさが単位時間（たとえば5 sec）内に50%以上変化したときに異常と判定する。或いは、撓骨脈波の発生時期が正常時の発生周期よりもたとえば30%以上ずれたときに異常と判定する。また、末梢血流抵抗の変化に関しては、第8図に示すように、撓骨脈波に対してその切痕（ノッチ）の位置を示す値（たとえば切痕から上ピーク値までの大きさA／切痕から下ピーク値までの大きさB）が単位時間内に30%以上変化したときに異常と判定する。或いは、撓骨脈波の一

1 5

2 0

2 5

部であって心臓拡張期に対応する部分（切痕以降の立ち下がり部分C）の変化率（傾斜）が大きく変化したときに異常と判定する。或いは、ステップS 1 2において橈骨脈波の大きさと上腕血圧値HおよびLとの関係が求められたときの橈骨脈波に基づく血圧値とそれ以後の橈骨脈波に基づく血圧値との差がたとえば40 mm Hg以上変化したときに異常と判定する。

また、本発明の他の実施例においては、脈波検出手段として、上述の実施例における脈波センサ46に替えて第9図に示す脈波センサ58が用いられている。図において、60は下端に開口62を有する中空の本体であり、その開口62が生体の体表面に対向する状態でバンド66により橈骨上に着脱可能に取り付けられるようになっている。本体60は、環状の側壁部材70と、その側壁部材70の上端にダイヤフラム72の外周縁部を挟んで固定された蓋部材74とから成り、ダイヤフラム72の内周縁部は押圧部材76に固定されている。ダイヤフラム72はゴム等の弾性変形可能な材料製であり、押圧部材76はこのダイヤフラム72を介して本体60内に相対移動可能に保持されている。また、それ等本体60と押圧部材76との間には、そのダイヤフラム72によって圧力室78が形成されており、圧力流体供給源80から調圧弁82を経て圧力エア等の圧力流体が供給されることにより、押圧部材76を生体表面に押圧するようになっている。

上記押圧部材 76 は、環状の側壁部材 86 と、その側壁部材 86 の上端に前記ダイヤフラム 72 の内周縁部を挟んで固定された蓋部材 88 と、側壁部材 86 の下端に配設された押圧板 90 とから構成されている。

- 5 押圧板 90 は、第 10 図に示されているように、単結晶シリコン等から成る半導体チップ（半導体基板）92 の上面に多数の感圧ダイオード 94 を形成したもので、その接合部の圧力変化に対応する電気信号が共通の端子 96 と個々の端子 98 との間から取り出されるようになっている。多数の感圧ダイオード 94 は、本体 60 が生体に取り付けられた状態において、脈波を検出すべき橈骨動脈 100 と略直角に交差する方向に一定の間隔を隔てて形成されているとともに、その動脈 100 と略直角な方向の幅寸法および間隔は、少なくとも 3 個（本実施例では 7 個程度）の感圧ダイオード 94 が橈骨動脈 100 の直上部、すなわち橈骨動脈 100 の真上であってその動脈 100 の直径と略同じ長さの範囲内に位置するように定められている。なお、感圧ダイオード 94 の形状や動脈 100 と平行な方向の長さ寸法は適宜設定される。

- 20 また、押圧板 90 の下面 102 であって上記感圧ダイオード 94 に対応する部分には、それぞれ凹所が形成されてゴムフィラー 104 が埋設されている。ゴムフィラー 104 は、感圧ダイオード 94 に負荷を与えることなく且つ下面 102 が平坦となるように凹所内
- 25

に充填されており、動脈 1 0 0 の直上部およびその近傍の生体表面はこの押圧板 9 0 の下面 1 0 2 によって平坦に押圧されるとともに、橈骨動脈 1 0 0 から発生する脈波の圧力振動はゴムフィラー 1 0 4 を介して感圧ダイオード 9 4 に伝達される。凹所が形成された部分の半導体チップ 9 2 の肉厚は、たとえば 1 5 μ m 程度と極めて薄く、ゴムフィラー 1 0 4 に圧力振動が伝達されることにより感圧ダイオード 9 4 の接合部には圧力変動が生じ、これにより、その感圧ダイオード 9 4 からはその圧力変動に対応する電気信号が脈波信号 S P_r として出力される。

上記押圧板 9 0 は、前記側壁部材 8 6 の内側に配設された容器形状を成す絶縁材料製の保持部材 1 0 6 の下端開口部に固定され、半導体チップ 9 2 からの電気的な漏洩が防止されるようになっている。また、保持部材 1 0 6 と押圧板 9 0 とによって囲まれた空室 1 0 8 はゴム管 1 1 0 を介して大気に開放されており、空室 1 0 8 内の圧力が体温等に起因して変動することにより、感圧ダイオード 9 4 から出力される脈波信号 S P_r が変化することを防止している。

そして、上記感圧ダイオード 9 4 から出力された脈波信号 S P_r は、図示しない増幅器、および脈波の周波数成分のみを取り出すバンドパスフィルタ等を経て制御装置 1 1 2 に供給される。制御装置 1 1 2 は前述の実施例の A/D 変換器 5 0, CPU 2 8, RAM 3

4, ROM 32, クロック信号源 56, 出力インターフェース 36 などを含むマイクロコンピュータから構成されており、前述の実施例と同様に、供給された脈波信号 SP_r に基づいて橈骨動脈 100 の脈波を検出するとともに、その脈波に基づいて決定された血圧値を前記血圧表示器 38 に表示させる。また、制御装置 112 は、前記調圧弁 82 に駆動信号 SD を出力して圧力室 78 内に供給される圧力流体の圧力値を制御する。

10 以上のように構成された本実施例の作動を以下に説明する。

押圧部材 76 の押圧板 90 が橈骨動脈 100 の直上部を覆うように本体 60 がバンド 66 によって生体の手首近傍に取り付けられた状態において、第 5 図のフローチャートのステップ S1 乃至ステップ S7 が実行されてカフ 10 を用いて実際の最高および最低血圧値が測定された後、ステップ S8 およびステップ S9 に替えて、第 11 図に示すような一連の脈波検出ルーチンが実行される。

20 すなわち、先ず、ステップ ST1 が実行されて、駆動信号 SD が出力されることにより圧力室 78 内に予め定められた一定圧の圧力流体が供給される。これにより、押圧部材 76 は本体 60 に対して相対的に生体表面に向かう方向へ移動させられ、押圧板 90 の下面 102 がその体表面に押圧される。そして、このよう

に下面102が体表面に押圧されると、動脈100から発生する脈波の圧力振動が感圧ダイオード94に伝達され、その圧力振動に対応する脈波信号 SP_r が出力されるようになる。上記一定圧は、脈波の圧力振動が感圧ダイオード94によって検出され得る大きさに設定されている。

続いてステップST2が実行され、動脈100と略直角に交差する方向に配列された多数の感圧ダイオード94から出力された脈波信号 SP_r の振幅Aがそれぞれ求められるとともに、ステップST3においては、求められた振幅Aのうちその値が最も大きい最大振幅 $\max A$ が決定される。次いで、ステップST4において、その最大振幅 $\max A$ に予め定められた係数 k_1 ($1 > k_1 > 0$)を掛算することにより基準値 A_0 が算出され、ステップST5では振幅Aがその基準値 A_0 よりも大きい脈波信号 $SP_{r(A)}$ が選択される。そして、続くステップST6においては、上記ステップST5において選択された脈波信号 $SP_{r(A)}$ の最大ピーク値P、すなわち心臓収縮期における動脈100内の血圧値に対応する脈波信号 $SP_{r(A)}$ の信号強度がそれぞれ検出され、動脈100と交差する方向における最大ピーク値Pの変化傾向が2つの極大部を有するか否かが次のステップST7において判断される。

ここで、上記ステップST2～ST5は、動脈100の直上部付近に位置させられた感圧ダイオード94

から出力された脈波信号を選択するためのものである。
すなわち、動脈100と直角な方向における各脈波信号SP_rの振幅Aは、第12図に示されているように動脈100の直上部では他の部分に比較して大きく、
5 動脈100が略偏平となるように前記押圧部材76が生体の表面に押圧されている場合には、第12図において(c)で示されているように、動脈100の直上部付近に位置させられる9個の感圧ダイオード94から出力された脈波信号SP_rが信号SP_{r(a)}として選択される。前記基準値A₀を算出するための係数k₁は、
10 このように動脈100の直上部付近に位置する感圧ダイオード94から出力された脈波信号SP_rが信号SP_{r(a)}として選択されるように設定されている。

そして、このようにして選択された各脈波信号SP_{r(a)}の最大ピーク値Pの動脈100と交差する方向におけるグラフは、第13図の(c)に示されているように直上部の略中央で局部的に小さくなり、直上部の両端部付近にそれぞれ極大部を有する傾向を示し、前記ステップST7の判断はYESとなる。これは、動脈1
15 00が略偏平とされていると、その直上部の中央付近における動脈100の管壁は押圧板90と略平行であるため、その管壁に対して直角な方向の脈波の圧力振動に対して管壁の張力が影響することは殆どないのに対し、動脈100の管壁が湾曲させられている両端部
20 付近では管壁の張力の影響で感圧ダイオード94に加
25

えられる圧力が全体的に高くなってしまふからである。

しかし、圧力室 7 8 内に供給される圧力流体の圧力値が比較的小さいこの段階においては、押圧部材 7 6 を生体の表面に押圧される押圧力が弱いため動脈 1 0 0 は未だ偏平となっておらず、動脈 1 0 0 と直角な方向における各脈波信号 SP_r の振幅 A は、第 12 図の (a) で示されているように直上部の中央付近において比較的大きくなるだけである。このため、ステップ ST 5 においては、その中央付近の 1 ～数個の脈波信号 SP_r が信号 $SP_{r(A)}$ として選択される。また、このようにして選択された脈波信号 $SP_{r(A)}$ の最大ピーク値 P のグラフは、第 13 図の (a) に示されているように、動脈 1 0 0 が未だ偏平となっていないところから中央付近に 1 つの極大部を有するのみである。したがって、ステップ ST 7 の判断は NO となり、続いてステップ ST 8 が実行される。

ステップ ST 8 においては、前記調圧弁 8 2 に駆動信号 SD が出力されることにより、圧力室 7 8 内に供給される圧力流体の圧力値が予め定められた一定圧だけ上昇させられる。その後、前記ステップ ST 2 以下が繰り返され、多数の感圧ダイオード 9 4 から新たに出力された脈波信号 SP_r に基づいて基準値 A_0 が求められるとともに、その基準値 A_0 以上の脈波信号 $SP_{r(A)}$ が選択され、その最大ピーク値 P のグラフが 2 つの極大部を有するか否かが判断される。ステップ S

5 T 8 において圧力室 7 8 内に供給される圧力流体の圧力値が上昇させられるのに伴って、押圧部材 7 6 を体表面に押圧する押圧力も高められるため、かかるステップ S T 8 が繰り返されることにより動脈 1 0 0 は次第に変形させられ、各脈波信号 $S P_T$ の振幅 A のグラフは、第 1 2 図において (b) で示されるように変化する。また、ステップ S T 5 において選択された脈波信号 $S P_T (A)$ の最大ピーク値 P のグラフも第 1 3 図において (b) で示されるように変化する。そして、この最大ピーク値 P のグラフが第 1 3 図の (c) で示されるように 2 つの極大部を有するようになると、前記ステップ S 7 の判断は Y E S となり、次にステップ S T 9 が実行される。

1 5 ステップ S T 9 においては、極大値 $\max P$ および極小値 $\min P$ が検出される。極大値 $\max P$ は前記 2 つの極大部における最大ピーク値 P の平均値で、極小値 $\min P$ はそれ等 2 つの極大部の間に存在する極小部の最大ピーク値 P であり、次のステップ S T 1 0 においては、その極小値 $\min P$ が、極大値 $\max P$ に予め定められた係数 k_z ($1 > k_z > 0$) を掛算した値よりも小さいか否かが判断される。これは、動脈 1 0 0 の直上部の中央付近に位置する感圧ダイオード 9 4 には、動脈 1 0 0 内の脈波の圧力振動のみが加えられ、動脈 1 0 0 の管壁の張力の影響が殆どなくなる程度にまでその動脈 1 0 0 が扁平とされているか否かを判断するための

もので、係数 k_s は動脈 100 の弾性力等を考慮して経験的に設定される。そして、かかるステップ ST 10 の判断が YES となるまで、前記ステップ ST 8 およびステップ ST 2 以下の実行が繰り返され、圧力室 78 内に供給される圧力流体の圧力値が上昇させられる。

上記ステップ ST 10 の判断が YES となると、次にステップ ST 11 が実行され、前記極小値 $\min P$ を有する脈波信号 $SP_{T(A)}$ が脈波信号 $SP_{T(F)}$ として選択される。そして、このようにして脈波信号 $SP_{T(F)}$ が選択されると、以後、この脈波信号 $SP_{T(F)}$ が連続的に読み込まれる。これは、この極小の脈波信号 $SP_{T(F)}$ が表す脈波が、前述のように動脈 100 の管壁の張力の影響を殆ど受けず、動脈 100 内の実際の脈波（圧力波）と絶対値において極めて近似しているためである。そして、以上の作動に続いて前記ステップ ST 10 以下の作動が前述の実施例と同様に実行されることにより、ステップ ST 9 にて検出された極大値 $\max P$ および極小値 $\min P$ に基づいて最高血圧値および最低血圧値が決定されるとともに、一定の周期毎にカフ 10 を用いる実際の血圧値測定が行われて、脈波と実際の血圧値との間の対応関係が更新されるのである。

したがって、本実施例においても、前述の実施例と同様に、生体の血圧値を連続的に監視するために生体の一部を比較的高い圧力で常に圧迫する必要がないの

5 で、長時間にわたって血圧をモニタする場合であっても生体の一部が鬱血したりまた生体に著しい不快感を与えたりすることがないとともに、呼吸の影響を殆ど受けない正確な血圧値を動脈の一拍毎に連続的に検出されるのである。

1 0 また、本実施例によれば、動脈 1 0 0 の直上部付近に位置させられた一群の感圧ダイオード 9 4 から出力された脈波信号 S P_r の最大ピーク値 P が、直上部の両端部では高く中央部では低くなるように、換言すれば動脈 1 0 0 が略偏平となるように感圧ダイオード 9 4 を生体の表面に押圧する押圧力が調整されるため、個々の生体の個体差等に拘わらず常に最適な押圧力にて感圧ダイオード 9 4 が生体に押圧されるようになり、脈波の検出精度が向上するのである。

1 5 以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

2 0 たとえば、前記 3 つの実施例において、脈波センサ 4 6 は橈骨上に装着されるようになっていたが、頸動脈上或いは足背動脈上などの、生体上において表皮直下に動脈が位置していることにより脈波が検出し易い他の部位に装着されても良いことは勿論である。

2 5 また、第 2 図の実施例において、脈波センサ 4 6 はバンド 5 2 が生体の手首に巻回されることにより橈骨上の動脈に対して一定の低圧にて押圧されるようになっていたが、脈波センサ 4 6 は、カフ 1 0 と同様のカ

フに取り付けられるとともにこのカフを脈波センサ 4
6 が内周側となるように脈波採取可能な部位に巻回し
且つカフ内部に比較的低いたとえば 20 mmHg 程度以下
の一定の圧力を供給して膨張させることにより、橈骨
5 上の動脈に対して脈波センサ 4 6 が一定の低圧で押圧
されるようにしても良い。

また、前記 3 つの実施例においては、脈波のピーク
値（極大値）を最高血圧値 S Y S と対応させるように
構成されているが、脈波の立上り速度、すなわち下ピーク
1 0 から上ピークまでの時間、立上り部分の傾斜（変
化率）などと最高血圧値 S Y S とを対応させても良い
のである。最高血圧値が大きい程脈波の立上りが急峻
となるからである。

また、前述の実施例においては、生体の実際の血圧
1 5 値は血圧測定中において一定の時間間隔毎に測定され
て脈波との間の対応関係が一々求められていたが、血
圧測定前において実際の血圧値および脈波を一度検出
してそれらの対応関係を求め、その対応関係を血圧測
定中に固定的に用いるようにしても差支えない。

2 0 また、前記 3 つの実施例では、実際の血圧値と脈波
の大きさとが比例関係にあることを前提としてそれら
の対応関係が求められているが、血圧値が脈波の大き
さの二次関数で表される対応関係を求めたり、予めプ
ログラムされた血圧値と脈波の大きさととの対応関係を
2 5 表す複数種類のデータマップの中から、被測定者の血

圧値および脈波の大きさに基づいて一つのデータマップを選択することにより対応関係を求めたりするなど、その他の方法で対応関係を求めるようにしても差支えない。

5 また、前記3つの実施例において、ステップS6では生体の実際の血圧値が脈波の大きさに基づく所謂オシロメトリック法によってカフ10の降圧過程で測定されるようになっているが、マイクロフォンによってコロトコフ音を検出し、その有無に従って血圧値を決定するマイクロフォン方式や、超音波によって動脈表壁の波動を検出し、その波動の大きさの変化に従って血圧値を決定する方法など、その他の血圧測定方法を採用することもでき、さらにカフ10の昇圧過程で血圧測定を行うことも可能である。

10

15 さらに、前記3つの実施例では連続測定された最高血圧値および最低血圧値がブラウン管上に表示されるようになっているが、同時にチャート等の記録紙にプリントして記録するようにしても良く、また、その他の種々の表示手段若しくは記憶手段を採用し得る。

20

 なお、上述したのはあくまでも本発明の一実施例であり、本発明はその精神を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

請求の範囲

1. 生体の血圧値を監視するためにその血圧値を連続的に表示器に表示させる形式の血圧モニタ装置であって、

- 5 前記生体の動脈から脈波を検出する脈波検出手段と、
前記生体の実際の血圧値を測定する血圧測定手段と、
前記脈波検出手段により検出された脈波と前記血圧測定手段により測定された実際の血圧値との関係を求め、該関係から前記脈波に基づいて血圧値を決定して
1 0 前記表示器に連続的に表示させる制御手段と
を、含むことを特徴とする血圧モニタ装置。

2. 前記脈波検出手段は、前記生体の橈骨動脈上、頸動脈上、あるいは足背動脈上に装着されるものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

- 1 5 3. 前記脈波検出手段は、半導体歪センサあるいは圧電素子から構成される特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

4. 前記脈波検出手段は、押圧手段を備え、該押圧手段により前記生体の動脈に対して所定の圧力で押圧されるものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。
2 0

5. 前記所定の圧力は、20 mm Hg 程度以下の比較的低い一定の圧力である特許請求の範囲第4項に記載の血圧モニタ装置。

- 2 5 6. 前記押圧手段は、前記生体に巻回されるバンドで

ある特許請求の範囲第4項に記載の血圧モニタ装置。

5 7. 前記脈波検出手段には、前記生体の動脈上の体表面において前記動脈と交差する方向に配列され、該体表面に押圧されることにより該動脈から発生する前記脈波に対応する脈波信号をそれぞれ出力する複数の圧力センサと、該圧力センサを該体表面に押圧する押圧手段と、該押圧手段による押圧力を、該複数の圧力センサのうち該動脈の直上部に位置させられた一群の圧力センサから出力された脈波信号の信号強度が、該直上部の両端部では高く中央部では低くなるように調整する押圧力調整手段と、が含まれるものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

10 8. 前記複数の圧力センサは、単一の半導体基板にそれぞれ形成された感圧ダイオードである特許請求の範囲第7項に記載の血圧モニタ装置。

15 9. 前記押圧手段は、本体と、該本体内に設けられた押圧部材と、該押圧部材と該本体との間に介挿されて気密な圧力室を形成するとともに該押圧部材を該本体に対して相対移動可能に支持する弾性変形可能なダイヤフラムと、該圧力室内に圧力流体を供給する圧力流体供給源と、から構成されるものである特許請求の範囲第7項に記載の血圧モニタ装置。

20 10. 前記押圧力調整手段は、前記複数の圧力センサからそれぞれ出力された脈波信号の各々のピーク値を求め、該ピーク値の前記動脈と交差する方向における変

化傾向が2つの極大部を有するとともに、該極大部の間に存在する極小部のピーク値が該極大部のピーク値に対して予め定められた一定の割合以下となるように前記押圧力を調整するものである特許請求の範囲第7項に記載の血圧モニタ装置。

5

11. 前記制御手段は、前記脈波のピーク値である最高値および最低値にそれぞれ予め求められた定数を乗ずることにより最高血圧値および最低血圧値をそれぞれ求めるものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

10

12. 前記定数は前記実際の血圧値を前記脈波の最高値および最低値により除することにより求められるものである特許請求の範囲第11項に記載の血圧モニタ装置。

15

13. 前記制御手段は、前記脈波の立上がり速度或いは立上がり部分の変化率に基づいて最高血圧値を求めるものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

20

14. 前記脈波と前記血圧値との前記関係は、二次関数で表されるものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

25

15. 前記制御手段は、血圧値と脈波の大きさとの対応関係を表す予め記憶された複数種類のデータマップの中から、前記血圧測定手段により測定された実際の血圧値と前記脈波検出手段により検出された脈波との関

係に対応するデータマップを選択することにより、前記脈波と前記血圧値との関係を求めるものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

5 16. 前記制御手段は、血圧測定前において、前記血圧測定手段により測定された前記実際の血圧値と前記検出手段により検出された脈波との関係を予め求め且つ記憶し、該関係から前記脈波に基づいて前記血圧値を算出するものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

1 0 17. 前記制御手段は、前記血圧測定手段により一定の時間間隔毎に測定された実際の血圧値に基づいて該一定の時間間隔毎に前記関係を修正するものである特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

1 5 18. 前記一定の時間間隔は、約5乃至10分である特許請求の範囲第17項に記載の血圧モニタ装置。

2 0 19. 前記制御手段は前記脈波の異常を検出する脈波異常検出手段を含んでおり、該脈波異常検出手段により前記脈波の異常が検出された場合には、前記血圧測定手段により前記実際の血圧値が直ちに測定されるときに、該制御手段において該実際の血圧値と前記脈波との間の関係が求められる特許請求の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

2 5 20. 前記血圧測定手段は、生体の一部に巻回されたカフに対して圧力供給源からの圧力を供給するとともに、該カフから検出される前記動脈の脈動に対応する信号

成分に基づいて血圧値を決定するものである特許請求
の範囲第1項に記載の血圧モニタ装置。

5

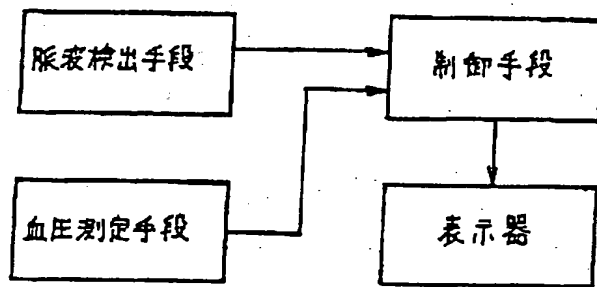
10

15

20

25

第 1 图



第 4 图

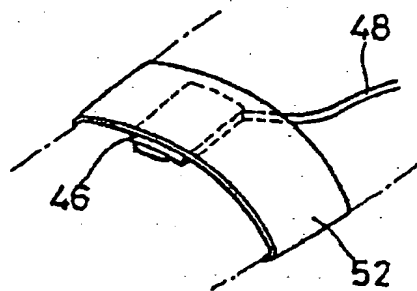
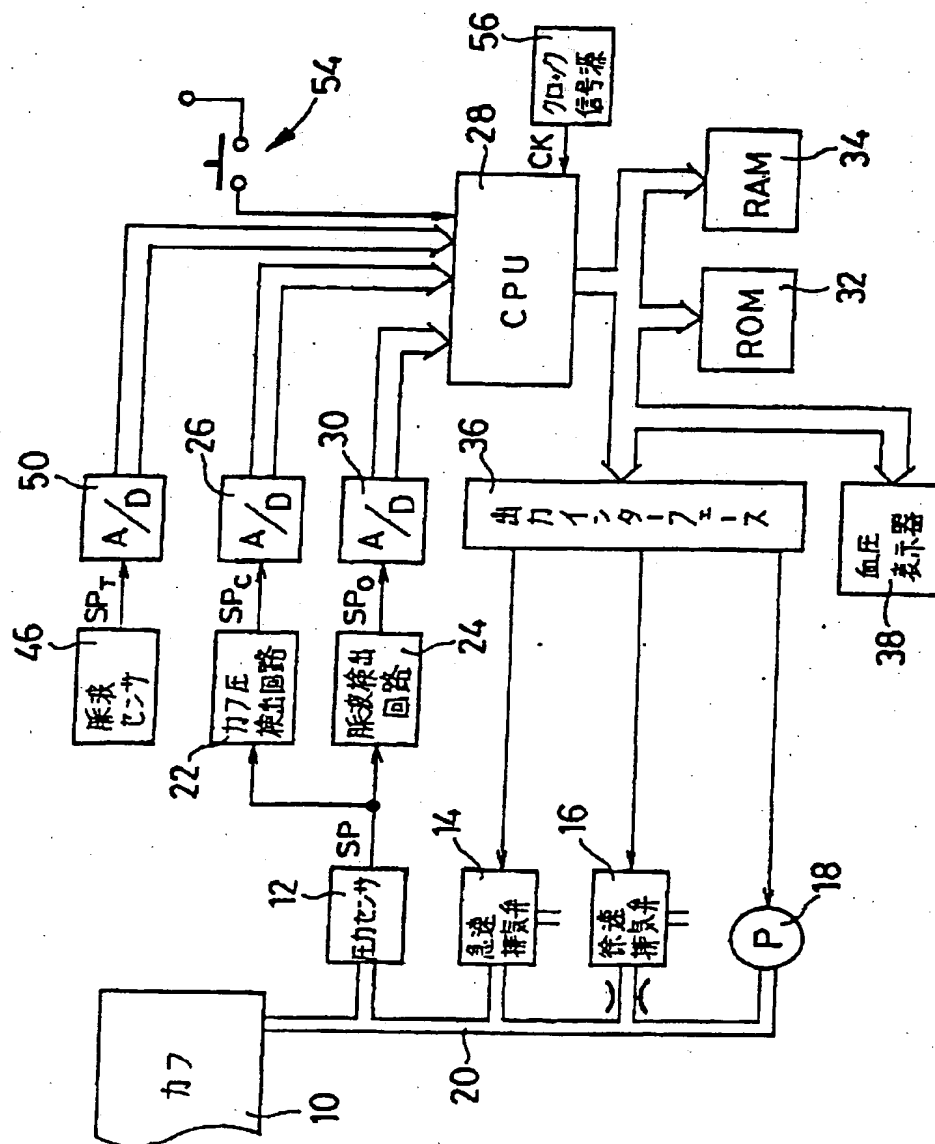
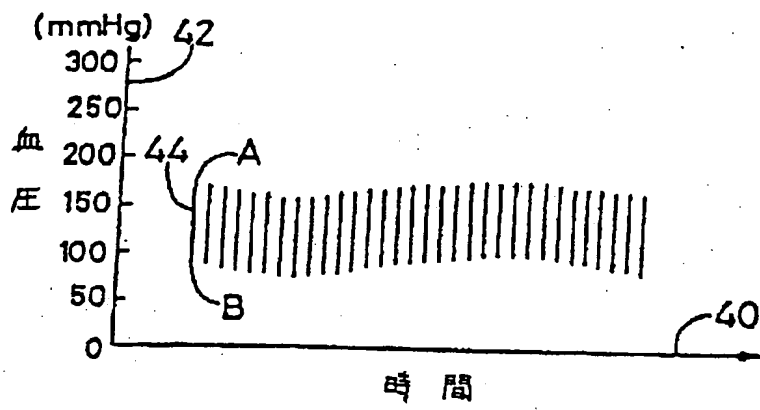


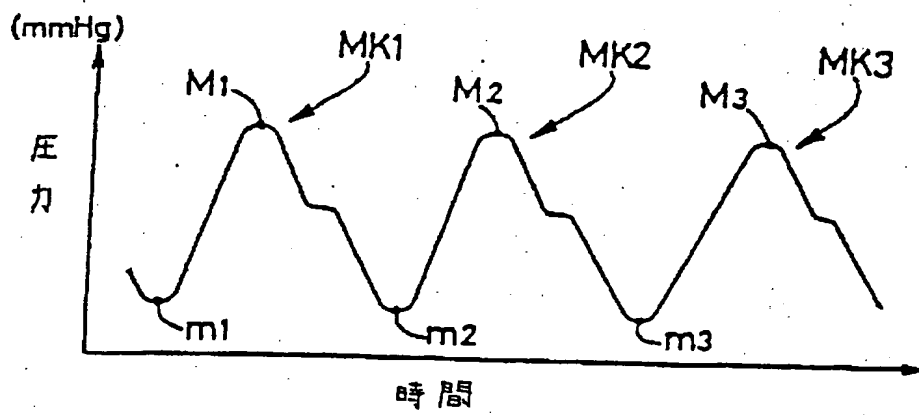
圖 2 無



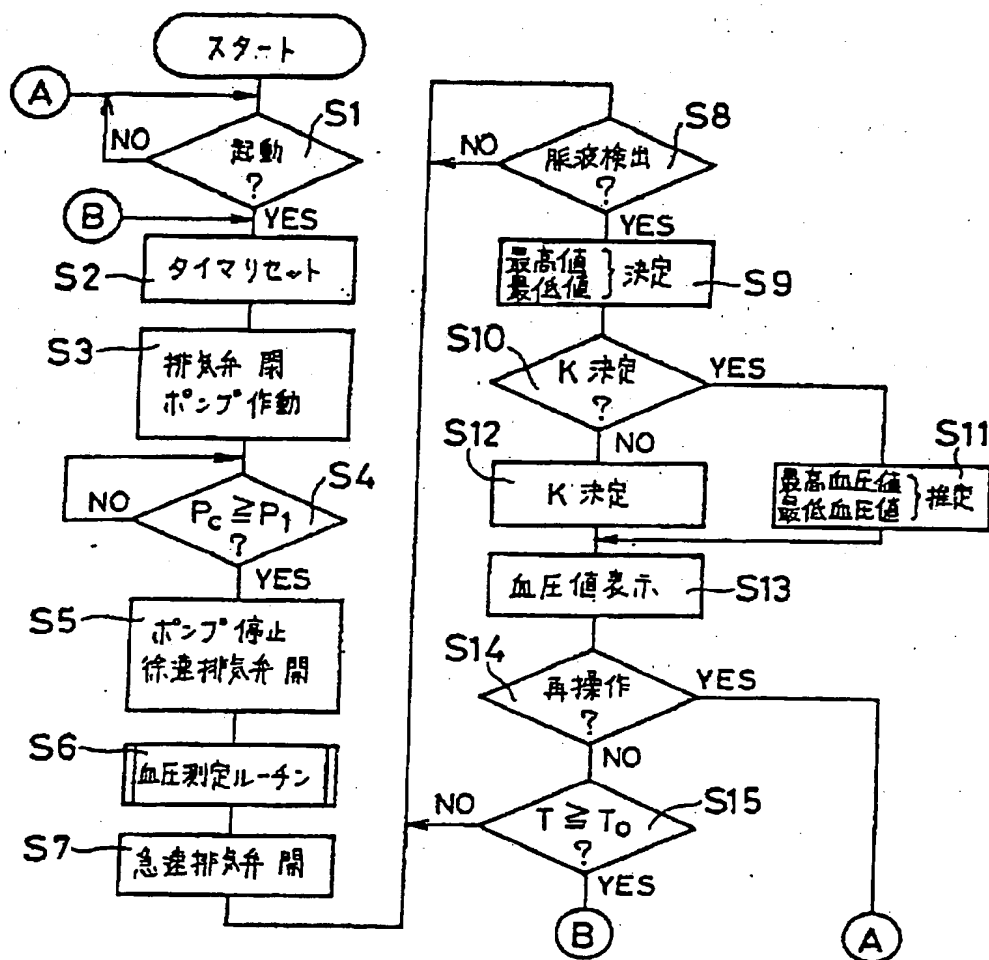
第 3 図



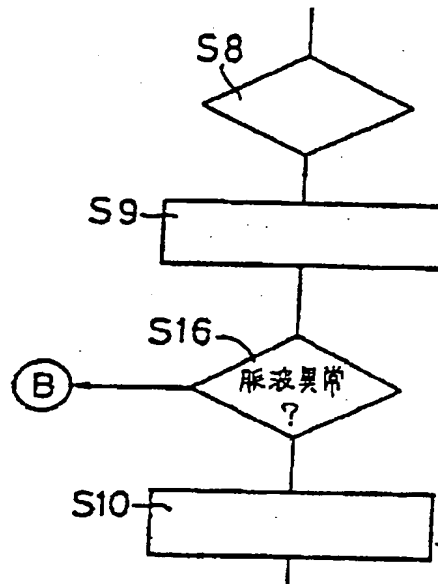
第 6 図



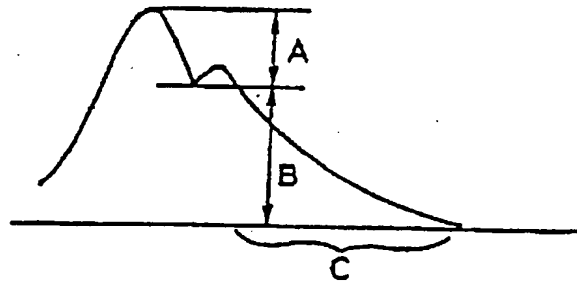
第5図



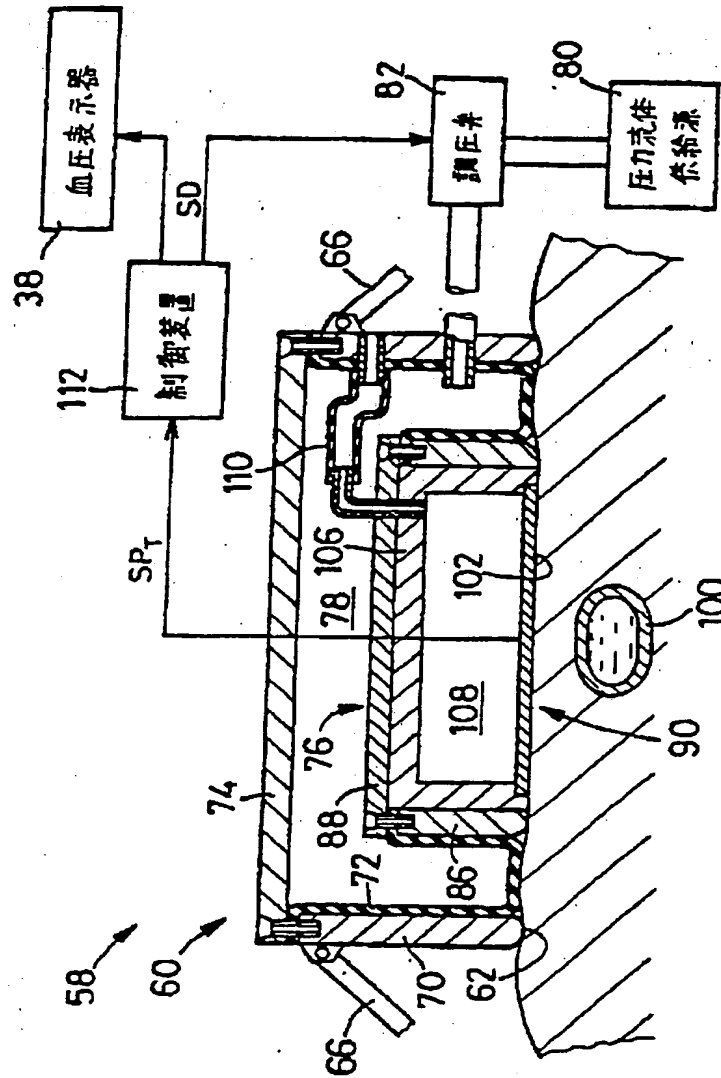
第 7 図



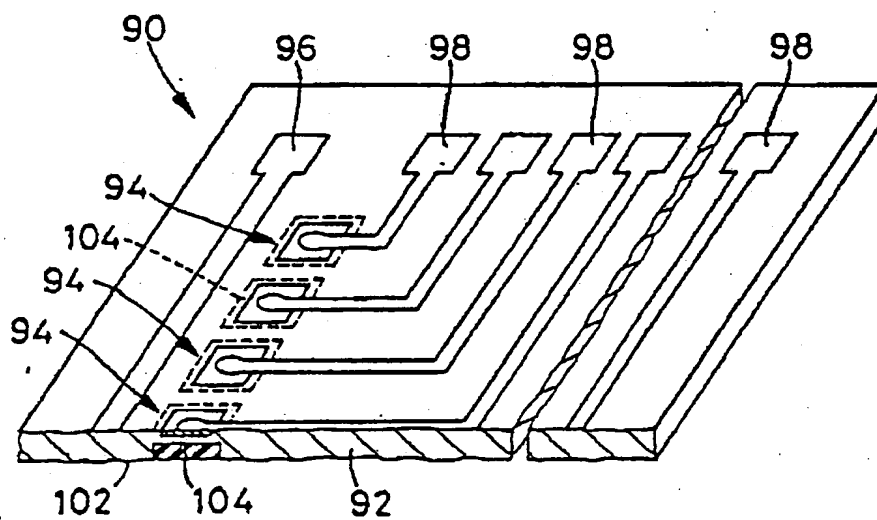
第 8 図



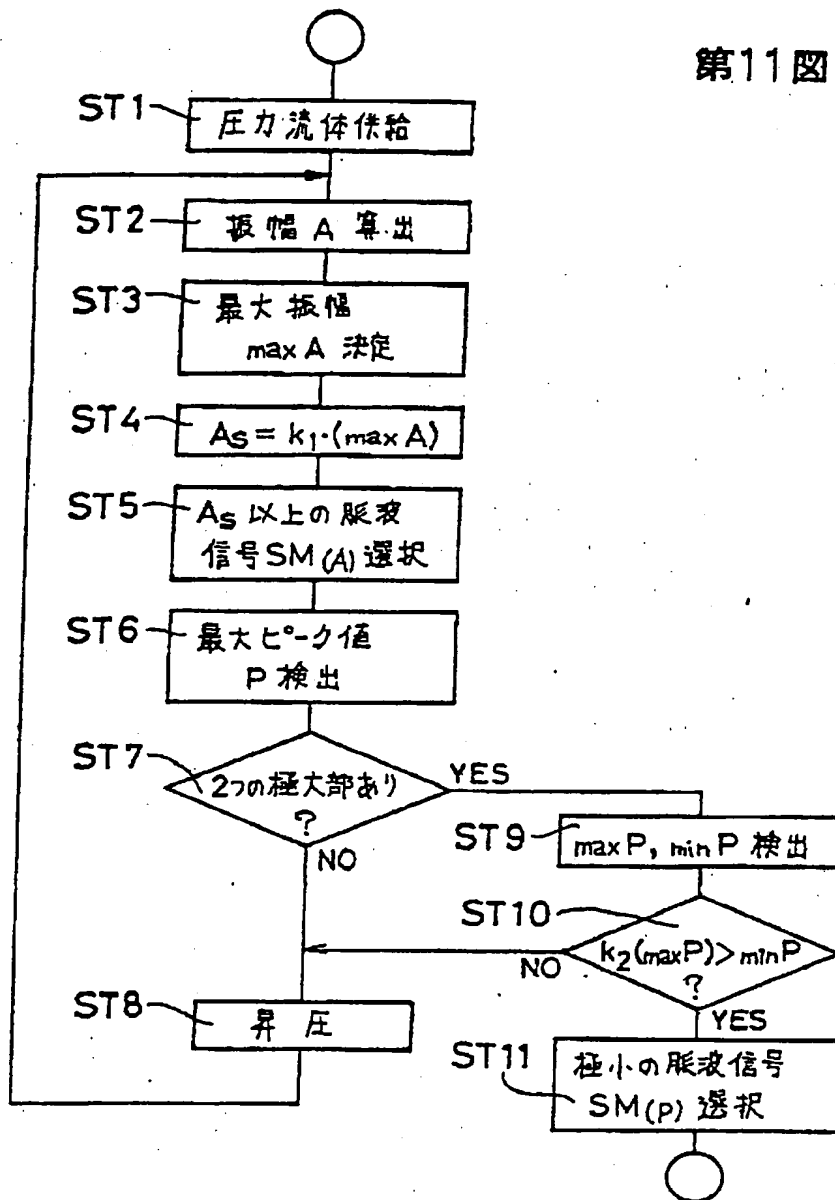
第9図



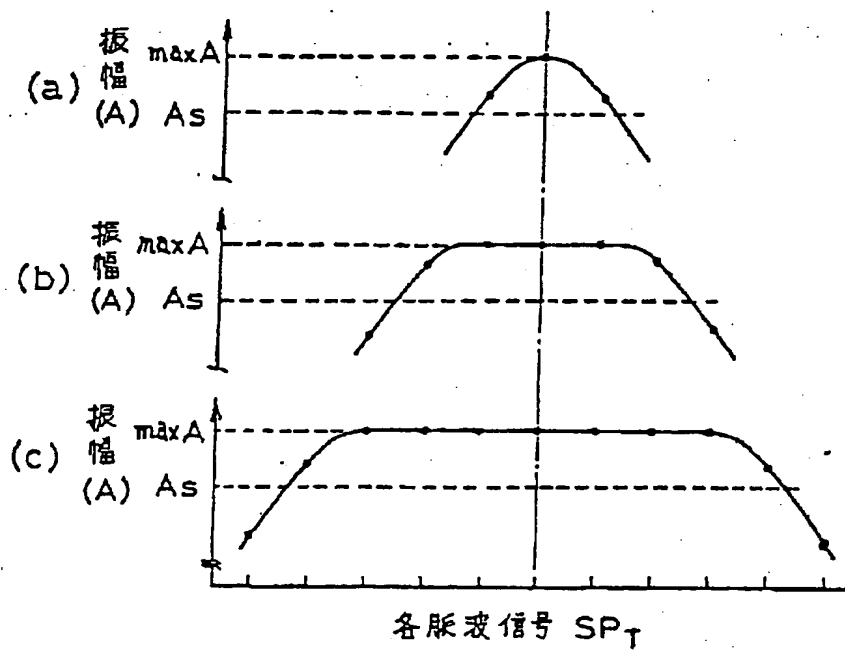
第10図



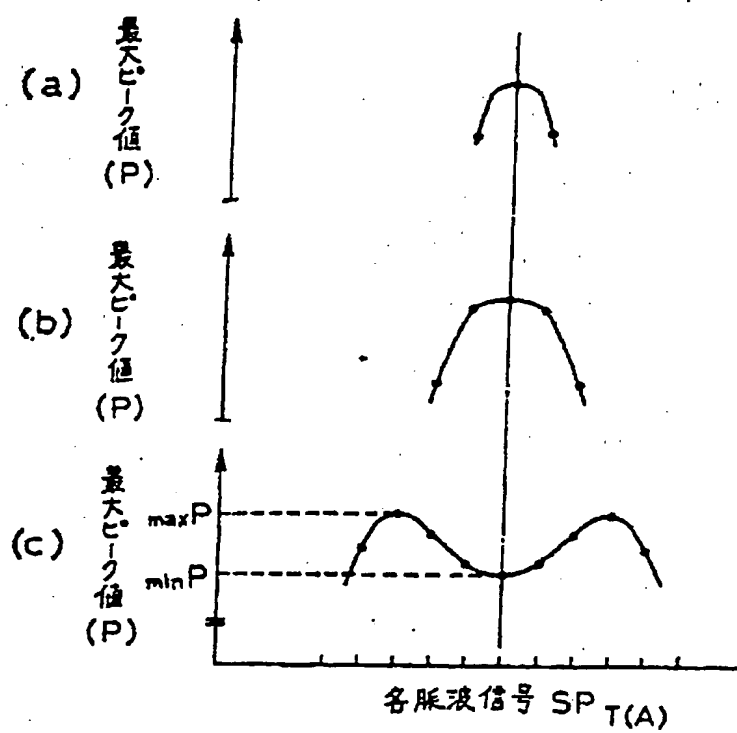
第11図



第12图



第13図



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/JP87/01033

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (If several classification symbols apply, indicate all) ³		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int.Cl ⁴ A61B5/02		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched ⁴		
Classification System	Classification Symbols	
IPC	A61B5/02	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁴		
Jitsuyo Shinan Koho 1960 - 1987 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971 - 1987		
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ¹⁴		
Category ⁵	Citation of Document, ¹⁶ with Indication, where appropriate, of the relevant passages ¹⁷	Relevant to Claim No. ¹⁸
Y	JP, A, 50-1583 (Hitachi, Ltd.) 9 January 1975 (09. 01. 75) Page 1, lower right column, line 12 to page 2, lower left column, line 10 (Family: none)	1-20
Y	JP, A, 59-181129 (Copal Takeda Medical Kenkyusho Kabushiki Kaisha) 15 October 1984 (15. 10. 84) Page 2, upper right column, line 1 to page 5, lower right column, line 8 (Family: none)	1-20
Y	JP, A, 61-257626 (Omron Tateishi Electronics Co.) 15 November 1986 (15. 11. 86) Page 2, upper left column, line 17 to page 5, upper right column, line 9 (Family: none)	1-20
<p>⁵ Special categories of cited documents: ¹⁵</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"Z" document member of the same patent family</p>		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search ¹⁹		Date of Mailing of this International Search Report ²⁰
March 17, 1988 (17.03.88)		March 28, 1988 (28.03.88)
International Searching Authority ¹		Signature of Authorized Officer ²⁰
Japanese Patent Office		

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM THE SECOND SHEET		
Y	JP, A, 62-27922 (Nippon Kodon Kogyo Kabushiki Kaisha) 5 February 1987 (05. 02. 87) Page 2, upper right column, line 2 to page 3, upper left column, line 7 (Family: none)	1-20
Y	JP, A, 51-53783 (Toyota Central Research and Development Laboratories, Inc.) 12 May 1976 (12. 05. 76) Page 2, lower left column, line 4 to page 10, upper left column, line 5 (Family: none)	1-20
V. <input type="checkbox"/> OBSERVATIONS WHERE CERTAIN CLAIMS WERE FOUND UNSEARCHABLE¹⁹ This International search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2) (a) for the following reasons: 1. <input type="checkbox"/> Claim numbers..... because they relate to subject matter ¹⁹ not required to be searched by this Authority, namely: 2. <input type="checkbox"/> Claim numbers..... because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out ¹⁹ , specifically:		
VI. <input type="checkbox"/> OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING²⁰ This International Searching Authority found multiple inventions in this international application as follows:		
1. <input type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International search report covers all searchable claims of the international application. 2. <input type="checkbox"/> As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims of the international application for which fees were paid, specifically claims: 3. <input type="checkbox"/> No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claim numbers: 4. <input type="checkbox"/> As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, the International Searching Authority did not invite payment of any additional fee. Remark on Protest <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by applicant's protest. <input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.		

国 際 調 査 報 告

国際出願番号PCT/JP 87/ 01033

I. 発明の属する分野の分類		
国際特許分類 (IPC) Int. Cl. A61B5/02		
II. 国際調査を行った分野		
調 査 を 行 っ た 最 小 限 資 料		
分 類 体 系	分 類 記 号	
IPC	A61B5/02	
最小限資料以外の資料で調査を行ったもの		
日本国実用新案公報 1960-1987年 日本国公開実用新案公報 1971-1987年		
III. 関連する技術に関する文献		
引用文献の カテゴリー	引用文献名及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	請求の範囲の番号
Y	JP. A. 50-1583 (株式会社 日立製作所) 9. 1月. 1975 (09. 01. 75) 第1頁, 右下欄, 第12行-第2頁, 左下欄, 第10行 (ファミリーなし)	1-20
Y	JP. A. 59-181129 (株式会社 コバルタケダメデ イカル研究所) 15. 10月. 1984 (15. 10. 84) 第2頁, 右上欄, 第1行-第5頁, 右下欄, 第8行 (ファミリーなし)	1-20
Y	JP. A. 61-257626 (立石電機株式会社) 15. 11月. 1986 (15. 11. 86) 第2頁, 左上欄, 第17行-第5頁, 右上欄, 第9行 (ファミリーなし)	1-20
<p>※引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</p> <p>「E」 先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの</p> <p>「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)</p> <p>「O」 口頭による開示、使用、展示等に関する文献</p> <p>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献</p> <p>「T」 国際出願日又は優先日の後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</p> <p>「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「&」 同一パテントファミリーの文献</p>		
IV. 認 証		
国際調査を完了した日 17. 03. 88	国際調査報告の発送日 28.03.88	
国際調査機関 日本国特許庁 (ISA/JP)	権限のある職員 特許庁審査官 西 川 正 俊	4 C 7 4 3 7

第2ページから続く情報		
	(I 欄の続き)	
Y	JP, A. 62-27922 (日本光電工業株式会社) 5. 2月, 1987 (05. 02. 87) 第2頁, 右上欄, 第2行-第3頁, 左上欄, 第7行 (ファミリーなし)	1-20
Y	JP, A. 51-53783 (株式会社 豊田中央研究所) 12. 5月, 1976 (12. 05. 76) 第2頁, 左下欄, 第4行-第10頁, 左上欄, 第5行 (ファミリーなし)	1-20
V. <input type="checkbox"/> 一部の請求の範囲について国際調査を行わないときの意見		
<p>次の請求の範囲については特許協力条約に基づく国際出願等に関する法律第8条第3項の規定によりこの国際調査報告を作成しない。その理由は、次のとおりである。</p> <p>1. <input type="checkbox"/> 請求の範囲_____は、国際調査をすることを要しない事項を内容とするものである。</p> <p>2. <input type="checkbox"/> 請求の範囲_____は、有効な国際調査をすることができる程度にまで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。</p> <p>3. <input type="checkbox"/> 請求の範囲_____は、従属請求の範囲でありかつPCT規則6.4(a)第2文の規定に従って起草されていない。</p>		
VI. <input type="checkbox"/> 発明の単一性の要件を満たしていないときの意見		
<p>次に述べるようにこの国際出願には二以上の発明が含まれている。</p> <p>1. <input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料が指定した期間内に納付されたので、この国際調査報告は、国際出願のすべての調査可能な請求の範囲について作成した。</p> <p>2. <input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料が指定した期間内に一部分しか納付されなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付があった発明に係る次の請求の範囲について作成した。 請求の範囲_____</p> <p>3. <input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料が指定した期間内に納付されなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲に最初に記載された発明に係る次の請求の範囲について作成した。 請求の範囲_____</p> <p>4. <input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加して納付すべき手数料の納付を命じなかった。</p> <p>追加手数料異議の申立てに関する注意</p> <p><input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料の納付と同時に、追加手数料異議の申立てがされた。</p> <p><input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料の納付に際し、追加手数料異議の申立てがされなかった。</p>		